

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
15. November 2001 (15.11.2001)

PCT

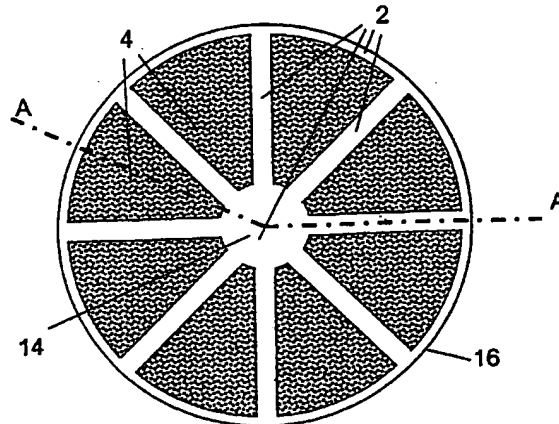
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 01/85068 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation: A61F 2/30, (72) Erfinder; und
2/34, A61L 27/30, 27/28 (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): SCHWARZ, Markus
[DE/DE]; Feldbergstrasse 18, 68163 Mannheim (DE).
SCHROEDER-BOERSCH, Henrik [DE/DE]; Theodor-
enstr. 15, 65189 Wiesbaden (DE).
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP01/05070
- (22) Internationales Anmeldedatum:
4. Mai 2001 (04.05.2001) (74) Anwalt: MÜLLER-BORE & PARTNER; Grafinger
Strasse 2, 81671 München (DE).
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch (81) Bestimmungsstaaten (national): AE, AG, AL, AM, AT,
AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR,
CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH,
GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,
LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,
MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK,
SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA,
ZW.
- (30) Angaben zur Priorität:
100 22 260.9 8. Mai 2000 (08.05.2000) DE
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): UNIVERSITÄT HEIDELBERG [DE/DE]; Graben-
gasse 1, 69117 Heidelberg (DE).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: ENDOPROTHESIS PART FOR USE IN JOINT REPLACEMENT, USE OF THE SAME AND PRODUCTION METHOD THEREFOR

(54) Bezeichnung: ENDOPROTHESETEIL FÜR DEN GELENKERSATZ, VERWENDUNG DESSELBEN UND HERSTELLUNGSVERFAHREN DAFÜR



(57) Abstract: The invention relates to an endoprosthesis part for use in joint replacement that comprises a body (6) and a multitude of force-absorbing areas (2), which are provided with the body (6) as one piece and which can absorb a force acting upon the endoprosthesis part, in particular, when inserting the endoprosthesis into a bone. The inventive endoprosthesis part also comprises osseointegrative and/or osseoinductive or osseoconductive areas (4), which enable an osseous growing-in of the endoprosthesis part or stimulate or promote bone growth. The invention also relates to the use of the inventive endoprosthesis part as a cotyloid cavity, which is anchored without the use of cement and which is provided for accommodating a corresponding femoral head. The invention additionally relates to a production method for endoprosthesis parts involving the following steps: preparing a body (6) with force-absorbing areas (2) that are provided therewith as one piece; preparing areas (4) with osseointegrative and/or osseoinductive or osseoconductive properties, and; joining the body (6) to the osseointegrative and/or osseoinductive or osseoconductive areas (4).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 01/85068 A1



(84) **Bestimmungsstaaten** (*regional*): ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen.

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

(57) **Zusammenfassung:** Die vorliegende Erfindung betrifft ein Endoprotheseteil für den Gelenkersatz, welches einen Körper (6), eine Vielzahl von mit dem Körper (6) einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereichen (2), welche eine Krafteinwirkung auf das Endoprotheseteil, insbesondere beim Einsetzen des Endoprotheseteils in einen Knochen, aufnehmen können, und osseointegrative und/oder osseoinduktive bzw. osseokonduktive Bereiche (4), welche ein knöchernes Einwachsen des Endoprotheseteils ermöglichen bzw. ein Knochenwachstum anregen bzw. fördern, aufweist. Des weiteren betrifft die Erfindung Verwendung des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils als zementfrei verankerte Hüftgelenkspfanne zur Aufnahme eines entsprechenden Hüftgelenkkopfes. Ferner betrifft die Erfindung ein Herstellungsverfahren für Endoprotheseteile, welches die folgenden Schritte umfaßt: Bereitstellen eines Körpers (6) mit damit einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereichen (2); Bereitstellen von Bereichen (4) mit osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Eigenschaften; Verbinden des Körpers (6) mit den osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereichen (4).

ENDOPROTHESETEIL FÜR DEN GELENKERSATZ, VERWENDUNG DESSELBEN UND
HERSTELLUNGSVERFAHREN DAFÜR

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Endoprotheseteil für den Gelenkersatz, auf die Verwendung des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils und auf ein Herstellungsverfahren für erfindungsgemäße Endoprotheseteile.

Bisher wurden Endoprotheseteile für den künstlichen zementfreien Gelenkersatz unter Verwendung einer Inlay-Technik hergestellt. Ein solches Endoprotheseteil ist z.B. in EP 0 743 050 offenbart. Hierbei wird ein Keramik-Insert in einer Metallschale z.B. aus Titan verankert. Das Keramik-Insert weist eine sphärische Konkavität auf, um den Kugelkopf eines Gelenks aufzunehmen. Hierbei werden die guten tribologischen Eigenschaften der Keramik ausgenutzt. Die das Keramik-Insert umgebende Metallschale übernimmt die Aufgabe der knöchernen Integration des Endoprotheseteils, um eine gute Stabilität des Endoprotheseteils über mehrere Jahre hinweg zu gewährleisten. Durch die dynamische Belastung des Gelenks wird jedoch die Verbindungsstelle zwischen der Keramik und der Metallschale stark belastet, was in einer verminderten Lebensdauer des Endoprotheseteils resultiert.

Weiter wurden Endoprotheseteile vorgeschlagen, welche gänzlich aus einer Keramik bestehen und somit das Problem der Verbindung zwischen Keramik und Metall lösen. Jedoch haben solche Endoprotheseteile den Nachteil, daß die knöcherne Einheilung nicht oder nur ungenügend stattfindet und somit eine langfristige Stabilität des Endoprotheseteils nicht gewährleistet werden kann, was wiederum in einer befristeten Haltbarkeit des Endoprotheseteils resultiert.

Es somit ist eine Aufgabe der Erfindung eine lange Lebensdauer und gleichzeitig eine gute knöcherne Einheilung bzw. Osseointegration eines Endoprotheseteils zu ermöglichen.

Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Endoprotheseteil gemäß Anspruch 1, eine Verwendung des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils gemäß Anspruch 18 und

ein Herstellungsverfahren des Endoprotheseteils gemäß Anspruch 19. Bevorzugte Ausführungsformen sind in den abhängigen Unteransprüchen definiert.

Gemäß der Erfindung wird ein Endoprotheseteil, insbesondere eine künstliche Gelenkpfanne bzw. Hüftgelenkpfanne für den Gelenkersatz bereitgestellt, welches einen Körper, mit dem Körper einstückig ausgebildete Kraftaufnahmebereiche, welche eine Krafteinwirkung auf das Endoprotheseteil, insbesondere beim Einsetzen des Endoprotheseteils in einen Knochen, aufnehmen können, und osseointegrative und/oder osseoinduktive bzw. osseokonduktive Bereiche, welche ein knöchernes Einwachsen bzw. eine Osseointegration des Endoprotheseteils ermöglichen bzw. ein Knochenwachstum anregen bzw. fördern, aufweist.

Die Kraftaufnahmebereiche dienen dazu, die z.B. bei dem Einschlagen des Endoprotheseteils in ein vorbereitetes Knochenlager auftretenden Kräfte aufzunehmen und somit die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche im wesentlichen vor einer Beschädigung zu schützen. Des weiteren gewährleisten die Kraftaufnahmebereiche bevorzugt die Primärstabilität des Endoprotheseteils innerhalb des Knochens in der ersten Zeit nach dem Einsetzen. Die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche begünstigen das knöcherne Einwachsen des Endoprotheseteils und ermöglichen dadurch eine gute Sekundärstabilität, so daß das Protheseteil langfristig verankert ist.

Bevorzugt sind in dem erfindungsgemäßen Endoprotheseteil der Körper mit den Kraftaufnahmebereichen und die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche in einer Monoblock-Struktur vorgesehen. Es hat sich erwiesen, daß Verbindungsstellen zwischen verschiedenen Materialien häufig eine Schwachstelle in Endoprotheseteilen darstellen. Durch die Monoblock-Struktur kann die Lebensdauer des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils erhöht werden.

Das erfindungsgemäße Endoprotheseteil weist vorzugsweise zumindest drei Kraftaufnahmebereiche auf, die eine stabile Auflage des Endoprotheseteils ermöglichen.

Des weiteren sind die Kraftaufnahmebereiche bevorzugt umfänglich auf dem Endoprotheseteil verteilt, so daß die Kräfte z.B. beim Einsetzen gleichmäßig auf die Kraftaufnahmebereiche verteilt werden.

In einer bevorzugten Ausführungsform sind die osseointegrativen und/oder osseinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche zwischen jeweils zwei benachbarten Kraftaufnahmebereichen angeordnet. Osseointegrative und/oder osseinduktive bzw. osseokonduktive Bereiche weisen häufig eine geringe Stabilität gegenüber den beim Einsetzen und in der ersten Zeit nach dem Einsetzen auftretenden Druckbelastungen auf. Diese Belastungen können von den Kraftaufnahmebereichen aufgenommen werden, wodurch die osseointegrativen und/oder osseinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche geschützt werden.

Vorzugsweise springen die Kraftaufnahmebereiche gegenüber den osseointegrativen und/oder osseinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereichen vor. So können die osseointegrativen und/oder osseinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche zusätzlich vor auftretenden Belastungen beim Einsetzen geschützt werden, wobei insbesondere die elastischen Eigenschaften des Knochens ausgenutzt werden.

In einer bevorzugten Ausführungsform springen die Kraftaufnahmebereiche um etwa 0,3 mm bis 1 mm gegenüber den osseointegrativen und/oder osseinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereichen vor. Dieser Wertebereich hat sich für den Unterschied der Höhe zwischen Kraftaufnahmebereichen und osseointegrativen und/oder osseinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereichen als besonders geeignet erwiesen.

Bevorzugt weisen die Kraftaufnahmebereiche zumindest teilweise ein darauf ausgebildetes Gewinde bzw. Gewindebereiche auf. Dies bietet den Vorteil einer zusätzlichen form- und reibschlüssigen primären Verankerung des Endoprotheseteils.

In einer bevorzugten Ausführungsform sind auf den Kraftaufnahmebereichen Einrichtungen zur Rotationssicherung vorgesehen, welche ein Verdrehen des eingesetzten Endoprotheseteils im wesentlichen verhindern. Somit kann verhindert werden, daß sich das Endoprotheseteil in der ersten Zeit nach dem Einsetzen bevor die sekundäre Verankerung des Endoprotheseteils durch Knocheneinheilung ausgebildet wird, in dem Knochenlager verdreht.

Vorzugsweise weist der Körper des Endoprotheseteils an einer einem Gelenk zugewandten Seite gute tribologische Eigenschaften auf. Dadurch kann ein vorteilhaftes Zusammenspiel des Endoprotheseteils mit einem Gelenkgegenstück erreicht werden.

Bevorzugt sind der Körper und die Kraftaufnahmebereiche aus einer harten Keramik ausgebildet. Harte Keramik weist einerseits sehr gute tribologische Eigenschaften auf, andererseits ist sie sehr beständig gegenüber auftretenden Druck- und Scherkräften. Ferner weist Keramik in der Verwendung als Rohstoff für Endoprothesen eine sehr gute Biokompatibilität auf. Des weiteren ist häufig das Gelenkgegenstück ebenfalls aus einer harten Keramik ausgebildet. Hierbei können die vorteilhaften tribologischen Eigenschaft der harten Keramik durch die Selbstpaarung von Keramik auf Keramik weiter verstärkt werden.

Weiter bevorzugt sind die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche aus einer porösen Keramik ausgebildet. Knochen kann sehr gut in die Poren der porösen Keramik einwachsen, was eine gute knöcherne Integration ermöglicht.

Die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche sind bevorzugt aus einer Keramik ausgebildet, welche eine Porösität von ca. 10 - 70 Vol.%, bevorzugt ca. 20 - 60 Vol.%, aufweist.

Bevorzugt beträgt die Porösität der Keramik an dem Außenumfang ca. 80 Vol.% und nimmt radial gesehen in Richtung des Körpers ab.

Vorzugsweise weist die äußere Einhüllende der Kraftaufnahmebereiche im wesentlichen die Form einer Halbkugel auf.

Ein Polbereich der im wesentlichen Halbkugel-förmigen äußeren Einhüllenden der Kraftaufnahmebereiche ist vorzugsweise abgeflacht. Somit kann ein besseres Einpassen des Endoprotheseteils gewährleistet werden.

Weiter bevorzugt ist ein äquatorialer Bereich der im wesentlichen Halbkugel-förmigen äußeren Einhüllenden der Kraftaufnahmebereiche aufgeweitet. Dadurch kann bevorzugt eine Art „Klemmbereich“ ausgebildet werden, welcher einen festeren Sitz des Endoprotheseteils in dem Knochenlager ermöglicht.

Gemäß der Erfindung wird weiter die Verwendung des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils als eine zementfrei verankerte Hüftpfanne zur Aufnahme eines entsprechenden Hüftgelenkkopfes bereitgestellt.

Des weiteren wird gemäß der Erfindung ein Herstellungsverfahren für erfindungsgemäße Endoprotheseteile bereitgestellt, welches die folgenden Schritte umfaßt:

Bereitstellen eines Körpers mit damit einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereichen;

Bereitstellen von Bereichen mit osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Eigenschaften;

Verbinden des Körpers mit den osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereichen.

Vorzugsweise werden bei dem erfindungsgemäßen Herstellungsverfahren der Körper und die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche in Sandwich-Bauweise verbunden, wobei der Körper und die damit einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereiche aus einer harten Keramik bereitgestellt werden und die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche aus einer porösen Keramik bereitgestellt werden.

Bevorzugt werden bei dem erfindungsgemäßen Herstellungsverfahren der Körper und die damit einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereiche aus einer harten Keramik und die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche aus einer porösen Keramik bereitgestellt, und weiter bevorzugt wird die Porösität der osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche durch Vorsehen von ausschmelzbaren Teilchen in dem Grünling der Keramik und nachfolgendes Ausschmelzen der Teilchen hergestellt.

In einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Herstellungsverfahrens werden die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche auf den Körper in die Zwischenräume zwischen den Kraftaufnahmebereichen aufgesprüht.

Weiter bevorzugt werden die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche mittels eines Titan-Plasma-Spray-Verfahrens in die Zwischenräume zwischen den Kraftaufnahmebereichen aufgesprüht.

Vorzugsweise werden die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) mittels Hydroxylapatit oder knochenmorphogenen Proteinen (bone morphogenic proteins, BMP), welches in die Zwischenräume zwischen den Kraftaufnahmebereichen (2) aufgetragen wird, ausgebildet.

Weitere Aufgaben, Merkmale und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden aus der beispielhaften Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen mit Bezug auf die Zeichnungen ersichtlich, in denen zeigt

Fig. 1 eine Aufsicht einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils;

Fig. 2 eine Schnittansicht der ersten Ausführungsform entlang Linie A-A von Fig. 1;

Fig. 3 eine Aufsicht einer zweiten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils;

Fig. 4 eine Aufsicht einer dritten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils;

Fig. 5 eine Aufsicht einer vierten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils;

Fig. 6 eine Schnittansicht der vierten Ausführungsform entlang Linie A-A von Fig. 5;

Fig. 7 eine Schnittansicht einer fünften Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils entlang einer Linie, die im wesentlichen der Linie A-A von Fig. 1 entspricht;

Fig. 8 eine Schnittansicht einer sechsten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils entlang einer Linie, die im wesentlichen der Linie A-A von Fig. 1 entspricht.

In den nachfolgend vorgestellten Ausführungsformen werden jeweils Endoprotheseteile für den künstlichen zementfreien Ersatz einer Hüftgelenkspfanne beschrieben. Jedoch kann das erfindungsgemäße

Endoprotheseteil ebenfalls für andere Gelenke, wie z.B. Finger-, Sprung- oder Kniegelenke, verwendet werden

Fig. 1 zeigt eine Aufsicht und Fig. 2 eine Schnittansicht einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils entlang Linie A-A in Fig. 1. Das Endoprotheseteil ist in einer Monoblock-Struktur hergestellt, d.h. das Endoprotheseteil ist einheitlich ausgebildet. Es weist somit im wesentlichen keine Verbindungsbereiche auf, die bei herkömmlichen Endoprotheseteilen häufig eine Schwachstelle von Endoprotheseteilen darstellen. Ferner weist das Endoprotheseteil einen im wesentlichen Halbkugel-förmigen Körper 6, an dem äußeren Umfang des Körpers 6 ausgebildete Kraftaufnahmebereiche 2 und eine Vielzahl von osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereichen (Knochenbildungsbereichen) 4 auf.

Der Körper 6 weist im wesentlichen die Form einer hohlen Halbkugel auf, um möglichst vorteilhaft die Form einer Hüftgelenkspfanne nachzubilden. Denkbar ist jedoch eine davon abweichende Form, solange ein entsprechender Kontakt mit einem Gelenkgegenstück gewährleistet ist. Bevorzugt kann der Körper 6 konisch bzw. kegelstumpfförmig oder parabolisch ausgebildet sein. Die innere Konkavität 8 ist ausgebildet, um eine Gelenkgegenstück eines Hüftgelenks aufzunehmen und mit diesem zusammen zu wirken. Der Körper 6 wird bevorzugt aus einer harten Keramik, z.B. Al_2O_3 oder Zirkon-Oxid-Keramik, hergestellt, da harte Keramik sehr gute tribologische Eigenschaften aufweist. Dies ist besonders vorteilhaft, da so ein gutes Zusammenwirken der Gelenkpfanne mit dem Gelenkgegenstück erreicht wird. Insbesondere wenn das Gelenkgegenstück ebenfalls aus einer harten Keramik ausgebildet ist, können durch die Selbstpaarung von Keramik auf Keramik die vorteilhaften tribologischen Eigenschaften der harten Keramik verstärkt werden.

Die Kraftaufnahmebereiche 2 werden einstückig bzw. unitär mit dem Körper 6, bevorzugt aus einer harten Keramik, ausgebildet. Die Keramik des Körpers 6 und der Kraftaufnahmebereiche 2 ist bevorzugt im wesentlichen vollständig geschlossen, d.h. die Poren haben einen Durchmesser, welcher kleiner als $5\mu\text{m}$

ist. Bevorzugt entspricht die verwendete Keramik der Norm ISO 6474 2te Edition, 1994. Die Kraftaufnahmebereiche 2 können die bei dem nachstehend beschriebenen Einsetzen des Endoprotheseteils auftretenden Kräfte sehr gut aufnehmen. Bevorzugt sind mindestens drei Kraftaufnahmebereiche 2 auf dem Umfang des Körpers 6 im wesentlichen gleichmäßig verteilt angeordnet, wodurch eine stabile Auflage des Endoprotheseteils gewährleistet wird.

Das Endoprotheseteil wird zementfrei in dem Knochenlager befestigt. Hierfür muß es preß-fit-eingesetzt oder mit Hilfe eines später beschriebenen Gewindes (sog. Schraubpfanne) verankert werden. Bei dem preß-fit-Einsetzen wird der Aufnahmebereich für das Endoprotheseteil in dem Knochenlager etwas kleiner ausgebildet als das einzusetzende Endoprotheseteil und nachfolgend das Endoprotheseteil in das Knochenlager eingeschlagen. Bevorzugt weist das Knochenlager einen ca. 1-2 mm kleineren Durchmesser als das Endoprotheseteil auf und ist weiter bevorzugt elliptisch oder oval ausgebildet. Die Unterdimensionierung des Knochenlagers gewährleistet eine gute Primärstabilität des Endoprotheseteils in den ersten Wochen und Monaten nach dem Einsetzen, bevor eine knöcherne Verbindung mit den Knochenbildungsbereichen 4 ausgebildet werden kann. Bei dem preß-fit-Einsetzen treten durch das Einschlagen in das Knochenlager große Druck- und Scherkräfte auf, die durch die Kraftaufnahmebereiche 2 im wesentlichen aufgenommen werden.

In der in Fig. 1 und Fig. 2 gezeigten bevorzugten Ausführungsform des Endoprotheseteils sind die Kraftaufnahmebereiche 2 in der nachfolgend beschriebenen Anordnung ausgebildet. Von einem Pol 14 zu einem Äquator bzw. äquatorialen Bereich 16 des Körpers 6 erstrecken sich in regelmäßigen Abständen umfänglich verteilte im wesentlichen streifenförmige Kraftaufnahmebereiche 2. Bevorzugt sind acht solcher Streifen vorgesehen. Ferner ist um den Äquator 16 des Körpers 6 ein im wesentlichen ringförmiger und auf bzw. an dem Pol 14 des Körpers 6 ein im wesentlichen kreisförmiger Kraftaufnahmebereich 2 ausgebildet. In den Zwischenräumen, die durch die Kraftaufnahmebereiche 2 ausgebildet werden, sind die Knochenbildungsbereiche

4 ausgebildet. Der Zwischenraum zwischen dem Knochen und den Knochenbildungsbereichen 4 kann durch Knochenbildung überbrückt werden.

Wie in Fig. 2 zu sehen stehen die Kraftaufnahmebereiche 2 gegenüber den Knochenbildungsbereichen 4 in radialer Richtung vor. Bevorzugt beträgt der Radiusunterschied von Kraftaufnahmebereichen 2 und Knochenbildungsbereichen 4 ca. 0,3 - 1 mm. Beim Einsetzen des Endoprotheseteils kommen die Kraftaufnahmebereiche 2 als erste in Kontakt mit dem vorbereiteten Knochenlager und können somit die auftretenden Kräfte aufnehmen und die empfindlichen Knochenbildungsbereiche 4 vor Beschädigung oder Zerstörung schützen.

Des weiteren gewährleisten die Kraftaufnahmebereiche 2 die Primärstabilität des Endoprotheseteils, die durch das preß-fit-Einsetzen des Endoprotheseteils erreicht wird. Durch die Unterdimensionierung des Knochenlagers wirken auch nach dem Einsetzen große Druckkräfte auf das Endoprotheseteil. Diese werden bevorzugt im wesentlichen durch die vorgesehenen Kraftaufnahmebereiche 2 aufgefangen.

Die Kraftaufnahmebereiche 2 können weiter der Rotationssicherung dienen. Beim Einsetzen werden die Kraftaufnahmebereiche 2 leicht in das Knochenlager gedrückt und es kann somit ein Verdrehen des Endoprotheseteils in dem Knochenlager im wesentlichen vermieden werden.

Die Knochenbildungsbereiche 4 ermöglichen ein knöchernes Einwachsen (sog. Sekundärstabilität) und somit eine gute Langzeitstabilität des Endoprotheseteils. Über den Blutweg werden die Knochenbildungsbereiche 4 durchwachsen und nach ca. 2 - 8 Monaten bilden sich Knochenbälkchen, die eine langfristige Stabilität des Endoprotheseteils ermöglichen. Bevorzugt werden die Knochenbildungsbereiche 4 aus einer porösen Keramik ausgebildet, in welche der Knochen gut einwachsen kann. Weiter bevorzugt weist die verwendete Keramik eine Porösität von 20 - 60 Vol.% auf. Alternativ kann eine Abnahme der Porösität von Außen nach Innen in radialer Richtung vorgesehen werden, wobei bevorzugt

eine Porösität von 80 Vol.% an dem äußeren Umfang und eine Abnahme auf nahezu 0 Vol.% im Inneren des Endoprotheseteils vorgesehen wird. Es können jedoch ebenfalls andere Materialien, die gute osseointegrative und/oder osseoinduktive bzw. osseokonduktive Eigenschaften aufweisen, wie z.B. mittels eines Titan-Plasma-Sprays aufgetragenes oder aufgebracht Titan, Titanaufschmelzungen, eine aufgetragene oder aufgebrachte Schicht Hydroxylapatit oder eines oder mehrerer knochenmorphogener Proteine (bone morphogenic proteins, BMP), verwendet werden und, die wie später beschrieben, an dem Körper 6 des Endoprotheseteils angebracht werden können. Weitere Materialien sind z.B. Tricalciumphosphat, Polymilchsäure, Polyglykolsäure, Polycaprolacton und verschiedene Photopolymere, welche knochenmorphogene Proteine und einen transformierenden Wachstumsfaktor β (transforming growth factor β , TGF β) enthalten. Weitere solche Materialien mit guten osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Eigenschaften und/oder deren Auf- bzw. Anbringung auf bzw. an dem Körper 6 sind der EP-A-0 285 826 und US-A-5 702 446 entnehmbar.

Fig. 3 zeigt die Aufsicht einer zweiten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils. In dieser Ausführungsform sind die Kraftaufnahmebereiche 2 in Form von zu dem Pol 14 des Endoprotheseteils konzentrischen Ringen ausgebildet. Die Knochenbildungsbereiche 4 sind hierbei wiederum zwischen den Kraftaufnahmebereichen 2 angeordnet.

Fig. 4 zeigt die Aufsicht einer dritten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils. In dieser Ausführungsform sind die Kraftaufnahmebereiche 2 in Form von auf dem Umfang des Endoprotheseteils bevorzugt im wesentlichen gleichmäßig verteilten kreisförmigen Bereichen ausgebildet. Die Kraftaufnahmebereiche 2 können jedoch auch andere regelmäßige und/oder unregelmäßige Formen, z.B. eine elliptische Form, einnehmen.

Wie oben beschrieben, dienen die Kraftaufnahmebereiche 2 auch zur Rotationssicherung des Endoprotheseteils. Um diesen rotationssichernden Effekt

zu verstärken, sind in einer weiteren Ausführungsform rotationssichernde Einrichtungen auf bzw. an den Kraftaufnahmbereichen 2 vorgesehen. Fig. 5 und 6 zeigen eine Aufsicht und einen Schnitt einer vierten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils, bei welchem auf den streifenförmigen Kraftaufnahmbereichen 2 zusätzliche dreieckförmige Profilleisten 12 ausgebildet sind. Diese zusätzlichen Vorsprünge 12 können noch weiter in das Knochenlager eindringen und somit noch wirksamer ein Verdrehen des Endoprotheseteils verhindern. Die Profilleisten 12 können des weiteren ebenfalls andere Querschnitte, z.B. rechteckig, trapezförmig oder halbrund, aufweisen. Ferner kann die rotationssichernde Eigenschaft der Kraftaufnahmbereiche 2 durch Vorsprünge, z.B. Noppen, verschiedener Form verstärkt werden. Es ist insbesondere nicht erforderlich, daß sich die rotationssichernden Einrichtungen 12 über die gesamte Länge der Kraftaufnahmbereiche 2 erstrecken. Vielmehr sind auch nur bereichsweise angeordnete rotationssichernde Einrichtungen 12 möglich.

In den vorstehend beschriebenen Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils weist die äußere Einhüllende im wesentlichen die Form einer Halbkugel auf. Bevorzugt kann, wie in Fig. 7 gezeigt, vorgesehen werden, daß der Pol 14 der Halbkugel um einige Millimeter, im wesentlichen ca. 2-4% des Außendurchmessers, abgeflacht ist. So kann eine bessere Paßform des Endoprotheseteils erreicht werden. Weiter können bevorzugt, ebenfalls in Fig. 7 gezeigt, sogenannte „Klemmbereiche“ ausgebildet werden, indem das im wesentlichen Halbkugel-förmige Endoprotheseteil zum Äquator 16 hin um einige Millimeter aufgeweitet wird. Dadurch kann eine bessere Primärstabilität des Endoprotheseteils durch eine Klemmwirkung der aufgeweiteten Bereiche gewährleistet werden. In Fig. 7 ist der äquatoriale Bereich 16 kontinuierlich aufgeweitet. Denkbar ist auch eine bereichsweise oder stufenförmige Ausweitung des äquatorialen Bereichs 16.

Bezug nehmend auf Fig. 8 wird eine sechste bevorzugte Ausführungsform des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils beschreiben, welches mit Hilfe von Gewinden in dem vorbereiteten Knochenlager verankert wird. Hierbei sind an dem

äußeren Umfang des Endoprotheseteils mit dem Körper 6 und/oder den Kraftaufnahmebereichen 2 einstückig ausgebildete Gewinde oder Gewindebereiche 10 vorgesehen. In der vorliegenden Ausführungsform weisen die Gewinde 10 einen spitzen Querschnitt auf. Denkbar wären hierbei auch Gewinde, welche einen rechteckigen, trapezförmigen, runden oder sägezahnförmigen Querschnitt aufweisen. Das knöcherne Lager muß in dieser Ausführungsform mit entsprechenden Gewindeschneidern vorbereitet werden. Nach dem der Knochen entsprechend vorbereitet wurde, kann das Endoprotheseteil in das Knochenlager eingeschraubt und somit fest verankert werden. In dieser Ausführungsform übernehmen die Gewinde 10 als form- und reibschlüssige Elemente die primäre Verankerung des Endoprotheseteils in dem Knochenlager. Wie auch in den vorstehend beschriebenen bevorzugten Ausführungsformen dienen die Kraftaufnahmebereiche 2, in diesem Fall zusammen mit dem Gewinde 10, dazu, die in der ersten Zeit nach dem Einsetzen des Endoprotheseteils auftretenden Kräfte aufzunehmen und somit die empfindlichen Knochenbildungsbereiche 4 zu schützen. Weiterhin denkbar wäre eine Ausführungsform, welche selbstschneidende Gewinde bzw. Gewindebereiche aufweist.

Die Dimensionen des erfindungsgemäßen Endoprotheseteils entsprechen den herkömmlich gebräuchlichen Werten. Mehr im Einzelnen, beträgt der Außendurchmesser des Endoprotheseteils ca. 44 mm - 64 mm und der Innendurchmesser entsprechend ca. 22 mm, 28 mm, 32 mm oder 35mm.

Nachfolgend werden bevorzugte Ausführungsformen von Herstellungsverfahren für das erfindungsgemäße Endoprotheseteil beschrieben. Wie bereits erwähnt, ist das erfindungsgemäße Endoprotheseteil in einer Monoblock-Struktur vorgesehen, d.h. das Endoprotheseteil ist einheitlich ausgebildet. Es weist somit im wesentlichen keine Verbindungsbereiche auf, die bei herkömmlichen Endoprotheseteilen häufig eine Schwachstelle von Endoprotheseteilen darstellen.

Bei dem ersten Herstellungsverfahren weist das hergestellte Endoprotheseteil einen Körper 6 und darauf einstückig ausgebildete Kraftaufnahmebereiche 2 aus

einer harten Voll-Keramik und Knochenbildungsbereiche 4 aus einer porösen Keramik auf. Bei diesem Herstellungsverfahren wird das Endoprotheseteil als ein ganzes ausgebildet, d.h. alle Bereiche werden gleichzeitig hergestellt. Bevorzugt wird für die Herstellung des Endoprotheseteils Al_2O_3 und/oder Zirkon-Oxid als Rohstoff verwendet. Zunächst werden die vor- und aufbereiteten Rohstoffe in die gewünschte Form gebracht. Dies kann z.B. in einem Gieß- oder einem Pulververdichtungs-Verfahren durchgeführt werden. Nachfolgend wird der so geformte Grünling getrocknet und gebrannt. Anschließend wird die verfestigte Form nachbehandelt. Um bei diesem Herstellungsverfahren die Bereiche der porösen Keramik auszubilden, werden in dem Grünling der Keramik ausschmelzbare und/oder ausbrennbare Teilchen vorgesehen. Diese Teilchen werden bei bzw. während des Brennens der Keramik ausgeschmolzen und/oder ausgebrannt und hinterlassen Hohlräume, welche eine Porösität bilden. Dieses Herstellungsverfahren ist besonders vorteilhaft, wenn eine Veränderung der Porösität in dem Endoprotheseteil in radialer Richtung wie oben beschrieben erwünscht ist.

Bei der Sandwich-Bauweise wird in einem ersten Schritt der Körper 6 mit den darauf einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereichen 2 ausgebildet. In einem zweiten Schritt werden die Knochenbildungsbereiche 4 in die Zwischenräume zwischen den Kraftaufnahmebereichen 2 aufgebracht und entsprechend verbunden, z.B. durch Aushärten bzw. Sintern der Keramik. Hierbei besteht der Körper mit den darauf einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereichen 2 bevorzugt aus einer harten Voll-Keramik, wie z.B. einer Al_2O_3 -Keramik oder Zirkon-Oxid-Keramik. Die Knochenbildungsbereiche 4 bestehen bevorzugt wiederum aus einer porösen Keramik. Weiter bevorzugt können die Knochenbildungsbereiche 4 Titan oder eine Titanlegierung aufweisen, welches mittels eines Titan-Plasma-Sprays aufgesprüht wird. Ferner können die Knochenbildungsbereiche 4 durch auftragen von Hydroxylapatit oder BMP ausgebildet werden.

Ansprüche

1. Endoprotheseteil für den Gelenkersatz, welches einen Körper (6), eine Vielzahl von mit dem Körper (6) einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereichen (2), welche eine Krafteinwirkung auf das Endoprotheseteil, insbesondere beim Einsetzen des Endoprotheseteils in einen Knochen, aufnehmen können, und osseointegrative und/oder osseoinduktive bzw. osseokonduktive Bereiche (4), welche ein knöchernes Einwachsen des Endoprotheseteils ermöglichen bzw. ein Knochenwachstum anregen bzw. fördern, aufweist.
2. Endoprotheseteil gemäß Anspruch 1, wobei der Körper (6) mit den Kraftaufnahmebereichen (2) und die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) in einer Monoblock-Struktur vorgesehen sind.
3. Endoprotheseteil gemäß Anspruch 1 oder 2, welches zumindest drei Kraftaufnahmebereiche (2) aufweist.
4. Endoprotheseteil gemäß einem der vorgehenden Ansprüche, wobei die Kraftaufnahmebereiche (2) im wesentlichen umfänglich verteilt sind.
5. Endoprotheseteil gemäß einem der vorgehenden Ansprüche, wobei die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) zwischen zwei benachbarten Kraftaufnahmebereichen (2) angeordnet sind.
6. Endoprotheseteil gemäß einem der vorgehenden Ansprüche, wobei die Kraftaufnahmebereiche (2) gegenüber den osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereichen (4) vorspringen.

7. Endoprotheseteil gemäß Anspruch 6, wobei die Kraftaufnahmebereiche (2) um etwa 0,3 mm bis 1 mm gegenüber den osseointegrativen und/oder osseinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereichen (4) vorspringen.
8. Endoprotheseteil gemäß einem der vorgehenden Ansprüche, wobei die Kraftaufnahmebereiche (2) zumindest teilweise ein darauf ausgebildetes Gewinde bzw. Gewindebereiche (10) aufweisen.
9. Endoprotheseteil gemäß einem der vorgehenden Ansprüche, wobei auf den Kraftaufnahmebereichen (2) Einrichtungen (12) zur Rotationssicherung vorgesehen sind.
10. Endoprotheseteil gemäß einem der vorgehenden Ansprüche, wobei der Körper (6) an einer einem Gelenk zugewandten Seite (8) gute tribologische Eigenschaften aufweist.
11. Endoprotheseteil gemäß einem der vorgehenden Ansprüche, wobei der Körper (6) und die Kraftaufnahmebereiche (2) aus einer harten Keramik ausgebildet sind.
12. Endoprotheseteil gemäß einem der vorgehenden Ansprüche, wobei die osseointegrativen und/oder osseinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) aus einer porösen Keramik ausgebildet sind.
13. Endoprotheseteil gemäß Anspruch 12, wobei die poröse Keramik eine Porösität von ca. 10 - 70 Vol.%, bevorzugt ca. 20 - 60 Vol.%, aufweist.
14. Endoprotheseteil gemäß Anspruch 12, wobei die Porösität der Keramik an dem Außenumfang ca. 80 Vol.% beträgt und in Richtung des Körpers (6) abnimmt.

15. Endoprotheseteil gemäß einem der vorgehenden Ansprüche, wobei die äußere Einhüllende der Kraftaufnahmebereiche (2) im wesentlichen die Form einer Halbkugel aufweist.
16. Endoprotheseteil gemäß Anspruch 15, wobei ein Polbereich (14) der im wesentlichen Halbkugel-förmigen äußeren Einhüllenden der Kraftaufnahmebereiche (2) abgeflacht ist.
17. Endoprotheseteil gemäß Anspruch 15 oder 16, wobei ein äquatorialer Bereich (16) der im wesentlichen Halbkugel-förmigen äußeren Einhüllenden der Kraftaufnahmebereiche (2) aufgeweitet ist.
18. Verwendung des Endoprotheseteils gemäß einem der Ansprüche 1 bis 17 als zementfrei verankerte Hüftgelenkpfanne zur Aufnahme eines entsprechenden Hüftgelenkkopfes.
19. Herstellungsverfahren für Endoprotheseteile gemäß einem der Ansprüche 1 bis 17, welches die folgenden Schritte umfaßt:
Bereitstellen eines Körpers (6) mit damit einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereichen (2);
Bereitstellen von Bereichen (4) mit osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Eigenschaften;
Verbinden des Körpers (6) mit den osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereichen (4).
20. Herstellungsverfahren gemäß Anspruch 19, wobei der Körper (6) und die damit einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereiche (2) aus einer harten Keramik bereitgestellt werden und die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) aus einer porösen Keramik bereitgestellt werden, wobei in dem Schritt des Verbindens der Körper (6) und die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) in einer Sandwich-Bauweise verbunden werden.

21. Herstellungsverfahren gemäß Anspruch 19, wobei der Körper und die damit einstückig ausgebildeten Kraftaufnahmebereiche (2) aus einer harten Keramik bereitgestellt werden und die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) aus einer porösen Keramik bereitgestellt werden, und die Porösität der osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) durch den Schritt des Vorsehens von ausschmelzbaren Teilchen in einem Grünling der Keramik und nachfolgenden Ausschmelzens und/oder Ausbrennens der Teilchen hergestellt wird.
22. Herstellungsverfahren gemäß Anspruch 19, wobei die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) auf den Körper (6) in die Zwischenräume zwischen den Kraftaufnahmebereichen (2) aufgesprüht werden.
23. Herstellungsverfahren gemäß Anspruch 22, wobei die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) mittels eines Titan-Plasma-Spray-Verfahrens in die Zwischenräume zwischen den Kraftaufnahmebereichen (2) aufgesprüht werden.
24. Herstellungsverfahren gemäß Anspruch 22, wobei die osseointegrativen und/oder osseoinduktiven bzw. osseokonduktiven Bereiche (4) mittels Hydroxylapatit oder knochenmorphogener Proteine (bone morphogenic proteins, BMP), welches in die Zwischenräume zwischen den Kraftaufnahmebereichen (2) aufgetragen wird, ausgebildet werden.

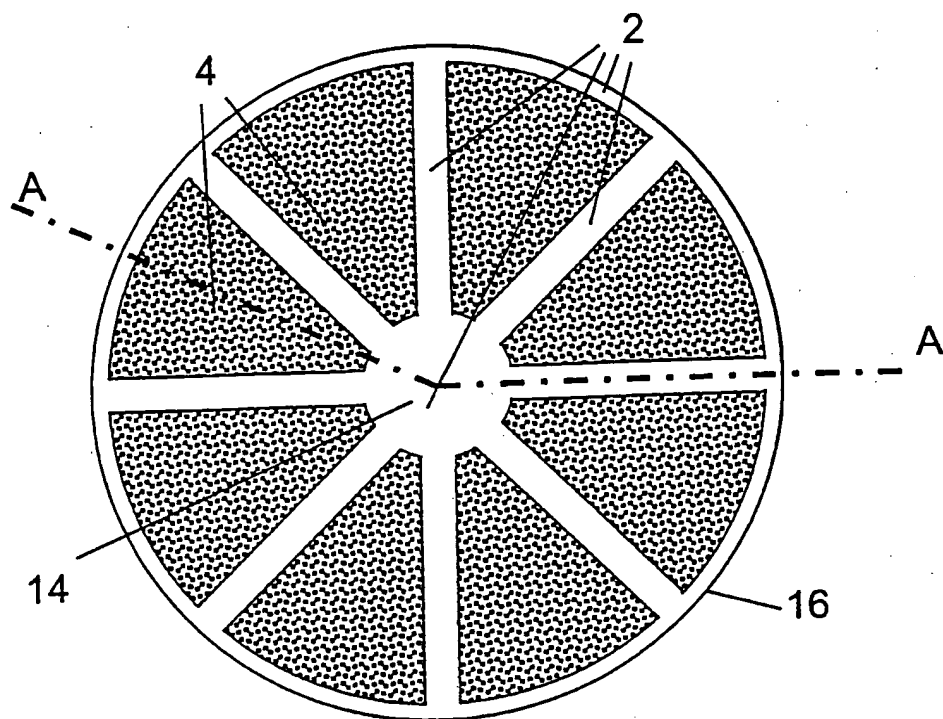


Fig. 1

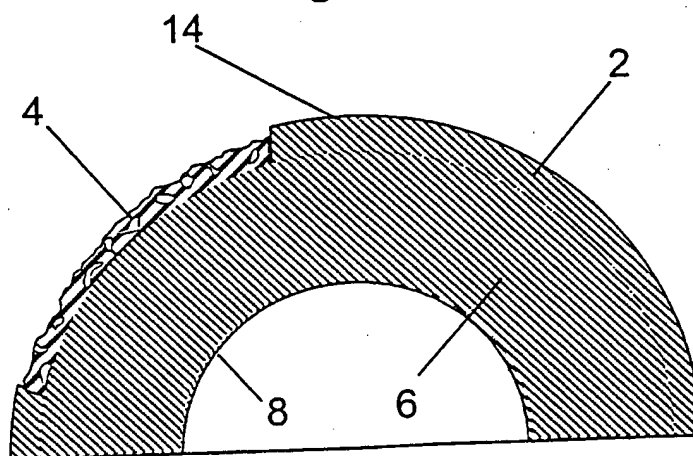


Fig. 2

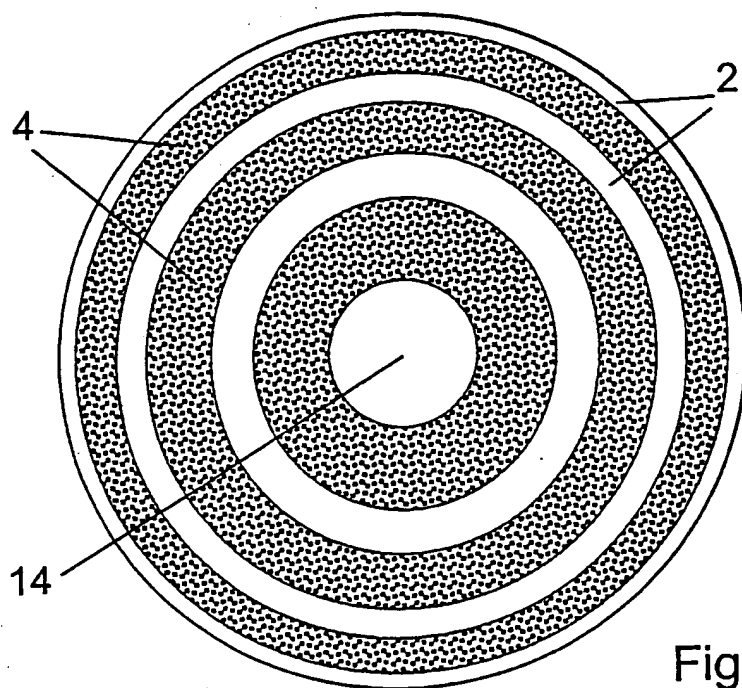


Fig. 3

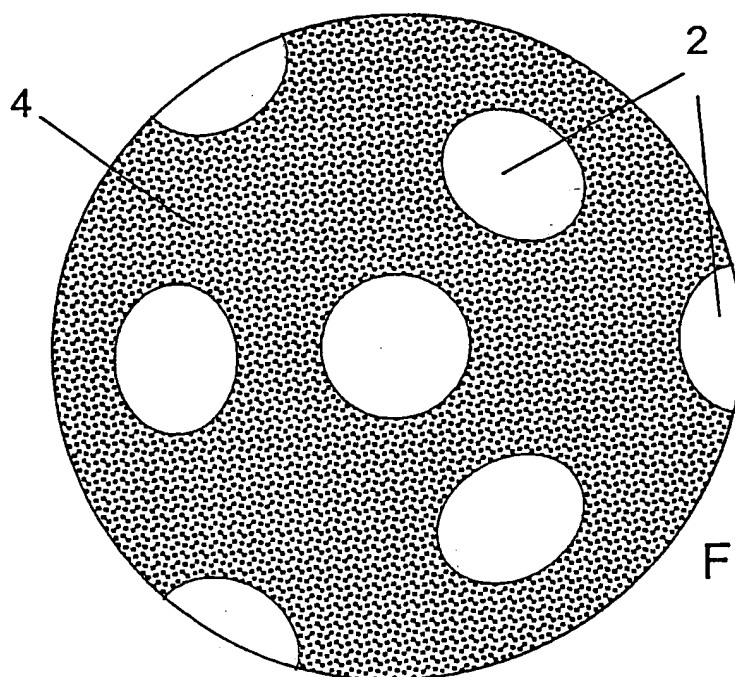


Fig. 4

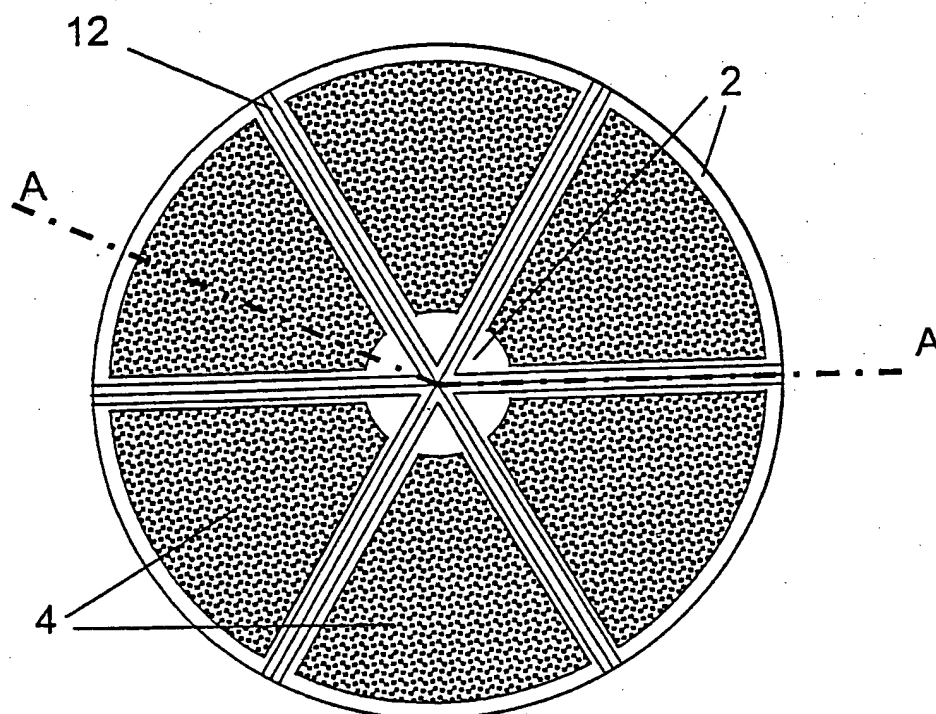


Fig. 5

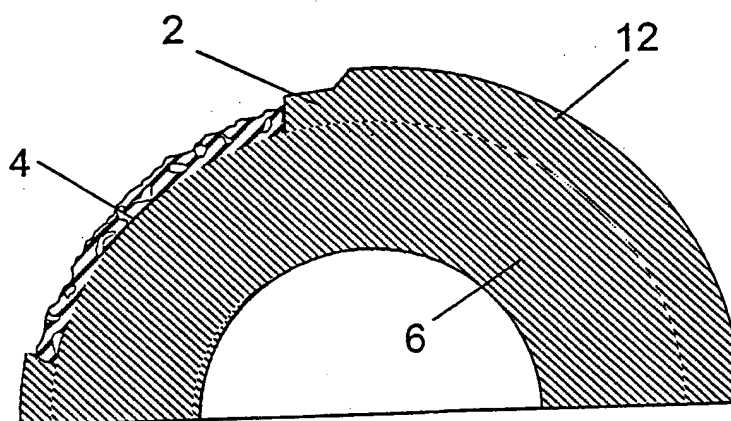


Fig. 6

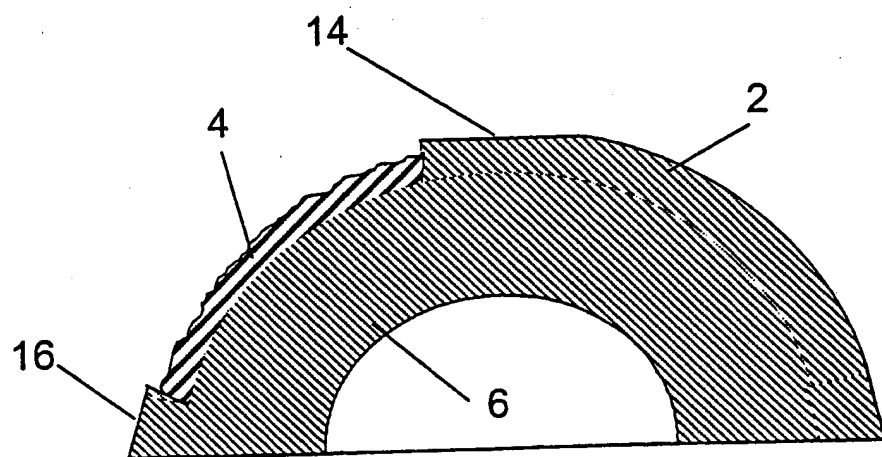


Fig. 7

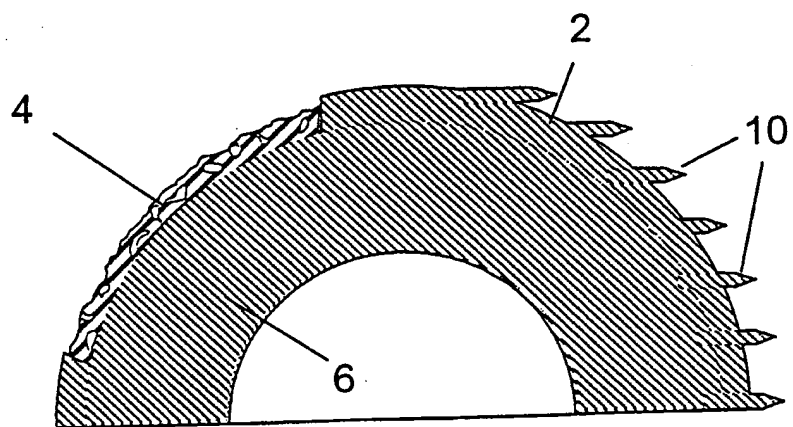


Fig. 8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Application No.
PCT/EP 01/05070

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 A61F2/30 A61F2/34 A61L27/30 A61L27/28

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 4 883 491 A (MALLORY) 28 November 1989 (1989-11-28)	1-6,8, 15,18, 19,22,23
Y	column 3, line 36 -column 4, line 65; figures 1-4	9,11-14, 16,17, 20,21,24
A	---	7
Y	EP 0 963 740 A (MERCK BIOMATERIAL FRANCE) 15 December 1999 (1999-12-15)	9,16
A	paragraphs '0030!,'0043!; figures 2-6,10,12-14	24
Y	US 4 158 684 A (KLAWITTER) 19 June 1979 (1979-06-19) column 2, line 20 - line 35; figure --- -/--	11-14,20

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- *&* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

7 September 2001

Date of mailing of the international search report

17/09/2001

Name and mailing address of the ISA
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Klein, C

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP 01/05070

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5 486 181 A (COHEN) 23 January 1996 (1996-01-23) figures 2A,2D	17
P,Y	WO 00 48534 A (ESKA IMPLANTS) 24 August 2000 (2000-08-24) page 5, line 8 - line 11	21
Y	US 5 658 338 A (TULLOS) 19 August 1997 (1997-08-19)	24
A	column 14, line 11 -column 15, line 9; figures 2,7,11	1,11
X	WO 95 17140 A (ASTRA AKTIEBOLAG) 29 June 1995 (1995-06-29)	1-6,8, 11,15, 18,19, 22,24 10
A	page 1, line 7 - line 10 page 3, line 30 -page 4, line 13 page 6, line 32 -page 7, line 3; figure 4	
X	FR 2 783 703 A (BAUCHU) 31 March 2000 (2000-03-31) the whole document	1-6,9, 15,18,19
X	DE 36 30 276 A (FELMET) 17 March 1988 (1988-03-17)	1-6,9, 15, 17-19,22 23
A	the whole document	
A	EP 0 806 212 A (MATRIX MEDICAL) 12 November 1997 (1997-11-12) the whole document	24
A	US 3 840 904 A (TRONZO) 15 October 1974 (1974-10-15)	
A	EP 0 743 050 A (HOWMEDICA FRANCE) 20 November 1996 (1996-11-20) cited in the application	
A	EP 0 285 826 A (BENCKISER-KNAPSACK) 12 October 1988 (1988-10-12) cited in the application	
A	US 5 702 446 A (SCHENCK) 30 December 1997 (1997-12-30) cited in the application	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int. Application No

PCT/EP 01/05070

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4883491 A	28-11-1989	CA 1290099 A US 4944759 A	08-10-1991 31-07-1990
EP 963740 A	15-12-1999	FR 2779341 A	10-12-1999
US 4158684 A	19-06-1979	US 4000525 A	04-01-1977
US 5486181 A	23-01-1996	AU 3214295 A WO 9603931 A US 5571200 A	04-03-1996 15-02-1996 05-11-1996
WO 0048534 A	24-08-2000	DE 19907489 C	16-11-2000
US 5658338 A	19-08-1997	WO 9908626 A	25-02-1999
WO 9517140 A	29-06-1995	AU 695430 B AU 1394895 A CA 2166803 A EP 0804130 A FI 960079 A NO 960092 A NZ 278459 A US 5702473 A	13-08-1998 10-07-1995 29-06-1995 05-11-1997 08-01-1996 31-01-1996 24-06-1997 30-12-1997
FR 2783703 A	31-03-2000	NONE	
DE 3630276 A	17-03-1988	DE 8623855 U	16-10-1986
EP 806212 A	12-11-1997	CA 2205104 A CA 2205107 A EP 0806211 A US 6136369 A US 6146686 A US 6069295 A US 6143948 A	10-11-1997 10-11-1997 12-11-1997 24-10-2000 14-11-2000 30-05-2000 07-11-2000
US 3840904 A	15-10-1974	NONE	
EP 743050 A	20-11-1996	FR 2733409 A	31-10-1996
EP 285826 A	12-10-1988	DE 3711426 A AT 74774 T DE 3870013 A JP 1025869 A US 4871578 A	13-10-1988 15-05-1992 21-05-1992 27-01-1989 03-10-1989
US 5702446 A	30-12-1997	NONE	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Int. Aktenzeichen
PCT/EP 01/05070

A. KLASIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES IPK 7 A61F2/30 A61F2/34 A61L27/30 A61L27/28		
Nach der internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) IPK 7 A61F		
Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 4 883 491 A (MALLORY) 28. November 1989 (1989-11-28)	1-6,8, 15,18, 19,22,23
Y	Spalte 3, Zeile 36 - Spalte 4, Zeile 65; Abbildungen 1-4	9,11-14, 16,17, 20,21,24
A	---	7
Y	EP 0 963 740 A (MERCK BIOMATERIAL FRANCE) 15. Dezember 1999 (1999-12-15)	9,16
A	Absätze '0030!', '0043!'; Abbildungen 2-6,10,12-14	24
Y	US 4 158 684 A (KLAWITTER) 19. Juni 1979 (1979-06-19) Spalte 2, Zeile 20 - Zeile 35; Abbildung ---	11-14,20
-/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen: *A* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist *E* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist *L* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) *O* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht *P* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist *T* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist *X* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden *Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann nahelegend ist *Z* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche 7. September 2001		Absenddatum des internationalen Recherchenberichts 17/09/2001
Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl. Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Beauftragter Klein, C

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Int. Aktenzeichen

PCT/EP 01/05070

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 5 486 181 A (COHEN) 23. Januar 1996 (1996-01-23) Abbildungen 2A,2D	17
P,Y	WO 00 48534 A (ESKA IMPLANTS) 24. August 2000 (2000-08-24) Seite 5, Zeile 8 - Zeile 11	21
Y	US 5 658 338 A (TULLOS) 19. August 1997 (1997-08-19)	24
A	Spalte 14, Zeile 11 -Spalte 15, Zeile 9; Abbildungen 2,7,11	1,11
X	WO 95 17140 A (ASTRA AKTIEBOLAG) 29. Juni 1995 (1995-06-29)	1-6,8, 11,15, 18,19, 22,24
A	Seite 1, Zeile 7 - Zeile 10 Seite 3, Zeile 30 -Seite 4, Zeile 13 Seite 6, Zeile 32 -Seite 7, Zeile 3; Abbildung 4	10
X	FR 2 783 703 A (BAUCHU) 31. März 2000 (2000-03-31) das ganze Dokument	1-6,9, 15,18,19
X	DE 36 30 276 A (FELMET) 17. März 1988 (1988-03-17)	1-6,9, 15, 17-19,22
A	das ganze Dokument	23
A	EP 0 806 212 A (MATRIX MEDICAL) 12. November 1997 (1997-11-12) das ganze Dokument	24
A	US 3 840 904 A (TRONZO) 15. Oktober 1974 (1974-10-15)	
A	EP 0 743 050 A (HOWMEDICA FRANCE) 20. November 1996 (1996-11-20) in der Anmeldung erwähnt	
A	EP 0 285 826 A (BENCKISER-KNAPSACK) 12. Oktober 1988 (1988-10-12) in der Anmeldung erwähnt	
A	US 5 702 446 A (SCHENCK) 30. Dezember 1997 (1997-12-30) in der Anmeldung erwähnt	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Int. Klass. Akl. Zeichen

PCT/EP 01/05070

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 4883491 A	28-11-1989	CA 1290099 A US 4944759 A	08-10-1991 31-07-1990
EP 963740 A	15-12-1999	FR 2779341 A	10-12-1999
US 4158684 A	19-06-1979	US 4000525 A	04-01-1977
US 5486181 A	23-01-1996	AU 3214295 A WO 9603931 A US 5571200 A	04-03-1996 15-02-1996 05-11-1996
WO 0048534 A	24-08-2000	DE 19907489 C	16-11-2000
US 5658338 A	19-08-1997	WO 9908626 A	25-02-1999
WO 9517140 A	29-06-1995	AU 695430 B AU 1394895 A CA 2166803 A EP 0804130 A FI 960079 A NO 960092 A NZ 278459 A US 5702473 A	13-08-1998 10-07-1995 29-06-1995 05-11-1997 08-01-1996 31-01-1996 24-06-1997 30-12-1997
FR 2783703 A	31-03-2000	KEINE	
DE 3630276 A	17-03-1988	DE 8623855 U	16-10-1986
EP 806212 A	12-11-1997	CA 2205104 A CA 2205107 A EP 0806211 A US 6136369 A US 6146686 A US 6069295 A US 6143948 A	10-11-1997 10-11-1997 12-11-1997 24-10-2000 14-11-2000 30-05-2000 07-11-2000
US 3840904 A	15-10-1974	KEINE	
EP 743050 A	20-11-1996	FR 2733409 A	31-10-1996
EP 285826 A	12-10-1988	DE 3711426 A AT 74774 T DE 3870013 A JP 1025869 A US 4871578 A	13-10-1988 15-05-1992 21-05-1992 27-01-1989 03-10-1989
US 5702446 A	30-12-1997	KEINE	